

# シミュレーションを通してみる筋線維組成と表面筋 電位変数との関係

著者	齋藤 健治
雑誌名	名古屋学院大学論集 医学・健康科学・スポーツ科学篇
巻	5
号	2
ページ	21-36
発行年	2017-03-31
URL	<a href="http://doi.org/10.15012/00000925">http://doi.org/10.15012/00000925</a>

〔原著〕

## シミュレーションを通してみる筋線維組成と 表面筋電位変数との関係

齋 藤 健 治<sup>1</sup>

### 要 旨

表面筋電図 (sEMG) の周波数 (MDF) や筋線維伝導速度 (MFCV) といった表面筋電位変数と筋線維組成 (%FT) の関連を明らかにするため、解剖学的・生理学的パラメータを含む表面筋電位モデルを用いてシミュレーションを行った。表面筋電位モデルは、速筋 (F) と遅筋 (S) の計500個の運動単位 (MUs) を持ち、Fタイプが浅い領域に、Sタイプが深い領域に多く分布するとした。それらMUsは、「サイズの原理」にしたがって活動参加し、「サイズの原理」に基づいて神経支配比、運動単位サイズ、筋線維伝導速度、単縮張力、単縮時間、活動電流強度などのパラメータが決定された。活動参加するMU数のタイプ比F:Sは0:500~500:0の範囲において10刻みで変化させた。MUの発火頻度はSタイプが30~70Hz、Fタイプが20~70Hzの範囲において10Hz刻みで変化させた。また、同じ発火頻度内で10種類の発火間隔をポアソン過程による乱数で生成した。上記のようにパラメータを変更しながら、計10200通りのシミュレーションを行った。その結果、筋電位のMFCVは、筋線維組成 (%FT) と線形に近い関係が認められたが、MDFは無関係であった。ただし、MFCVは%FTを反映する変数であるが、電極に近い領域の%FTに強く左右されることが明らかとなった。

キーワード：筋線維伝導速度、中央周波数、平均整流値、双極子電流源モデル

### はじめに

ヒトの骨格筋の筋線維タイプ分布やタイプ比率などの筋線維組成については、オートプシーやバイオプシー (筋生検) 手法と組織化学的手法を用いることで数多くの知見が積み上げられてきた [24, 25, 38, 56, 58]。それらの研究により、筋線維タイプは基本的には、収縮力や収縮速度が大きく持続性に劣るFタイプ、そし

てその逆のSタイプという2種類に分けられることが明らかになった。スポーツ科学分野では、Gollnickら [20] がニードルバイオプシー法 [6] をスポーツ選手に適用して筋線維の酵素活性を調べたのを皮切りに、スポーツ適性やトレーニング効果等と筋線維組成との関連について研究が進められた [8, 15, 19, 26, 27, 30, 64]。近年では、スポーツ遺伝子と呼ばれるACTN3遺伝子と筋線維組成との関連も調べ

1 名古屋学院大学 スポーツ健康学部  
E-mail: saiken@ngu.ac.jp

Received 7 January, 2017  
Accepted 20 January, 2017

られており [9], 筋線維組成に関わる問題は, スポーツ適性やトレーニング論を中心としたスポーツ科学において, いまだ興味深い問題の一つである [8, 22, 29, 30].

しかしながら, ニードルバイオブシー法のよ  
うな侵襲的な筋生検手法は被験者の負担が大き  
いため, これに代わる手法が種々検討されて  
きた [31, 32, 28, 23]. その中で, 非侵襲か  
つ簡便な表面筋電図法の適用法がSadoyamaら  
[51] によって提案された. 彼らは, スプリン  
ト種目と持久系種目の選手の外側広筋を被験筋  
として, 表面筋電位から得られる筋線維伝導速  
度 (以下MFCV) が, 筋生検・組織化学的手  
法により同定された筋線維組成と相関があるこ  
とを明らかにし, MFCVの有効性を示した.  
このMFCVは, 筋疲労, 筋パワーや持久系能  
力を示す作業閾値との関連も指摘されており  
[1, 5, 15, 21, 36, 39, 42, 45, 57, 62,  
63], 筋の機能を直接的に反映するパラメータ  
でもあることから, より精度よく推定する手法  
が種々提案された [3, 14, 34, 41, 44, 48,  
59]. 一方で, 表面筋電位の中央周波数 (以下  
MDF) などの周波数パラメータも, 同様に筋  
線維組成や筋疲労と関連があることが指摘され  
ている [18, 33]. つまり, MFCVやMDFといっ  
た表面筋電位変数は, 活動参加する運動単位タ  
イプ, 発火頻度や疲労状態など筋の形態や機能  
を反映し, したがって, それらを推定するうえ  
で有効な変数であるとみなされている.

このように, 筋の形態や機能を調べるうえで  
の表面筋電位変数の有効性については種々報告  
されているが, 筋線維組成などの筋の形態を直  
接調べる方法は筋生検しかなく, 表面筋電位変  
数と筋線維組成の関係を明らかにすることが,  
非侵襲で簡便な表面筋電図法が精度の高い代替  
手法となるために必要である. そこで本研究で

は, 表面筋電位と筋線維組成を含む筋の形態や  
機能をモデル化し, 筋の解剖学的・生理学的パ  
ラメータを操作することにより表面筋電位およ  
びその変数がどのように変化するか, つまり筋  
線維組成と表面筋電位変数の関係を, シミュ  
レーションを通して検証することを目的とした.

## シミュレーションの方法

### 1. 表面筋電位モデル

#### (1) MUの解剖学パラメータ

MUはSタイプ500個とFタイプ500個の計  
1000個を, 筋横断面上 (深さ0 ~ 40 mm, 筋  
周囲方向-40 ~ 40 mm) で, ベータ分布  $Be(p, q)$   
にしたがう乱数により, Fタイプは  $Be(0.55, 1.0)$   
で浅目 (平均16 mm) に, Sタイプは  $Be(1.0, 0.55)$   
で深目 (平均24mm) に偏分布さ  
せた [10, 11, 24, 35] (図1). 周囲方向 (-  
40 ~ 40mm) における位置は一様分布とした.  
これらMUはサイズの原理にしたがい活動参加  
し, したがって1番目に活動参加するMUのサ  
イズが一番小さく, 単一MU内の筋線維数も少  
ない (神経支配比も小さい).  $i$  番目に活動参加  
するMUの神経支配比  $nf_i$  は,

$$nf_i = \gamma \exp\left(\frac{\ln r_{nf_i}}{n_m}\right) \quad (i = 1 \sim 1000) \quad (1)$$

とした [12]. ここで,  $n_m$  はMU総数で1000,  
 $r_{nf_i}$  は最小MUの神経支配比  $nf_1 = 21$  に対する最  
大MUの神経支配比  $nf_{1000} = 1,764$  の比で84と  
した [12] (図2a).  $\gamma$  は, 最小MUの神経支配  
比21である [12]. MUの形状は筋横断面上で  
円形とし, そのサイズ (半径) は, 神経支配比  
と筋線維密度によって決定した. すなわち, 筋  
線維密度はStålberg and Thiele [61] による平  
均値  $6.8 \text{ fiber/mm}^2$  とし, その結果, MUの半径  
は最小で1.0 mm, 最大で9.1 mmとなった (図

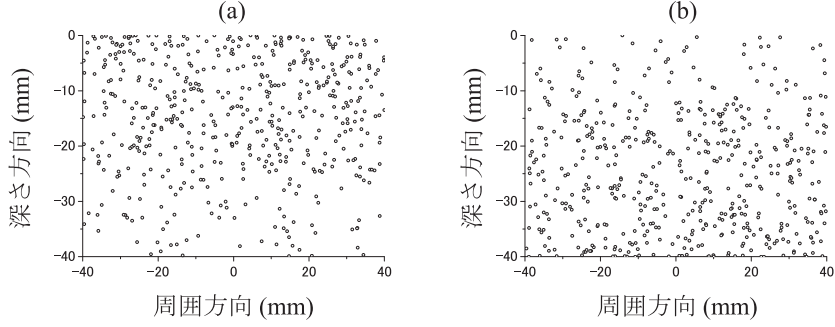


図1 (a) Fタイプ, (b) SタイプのMUの領域中心分布.

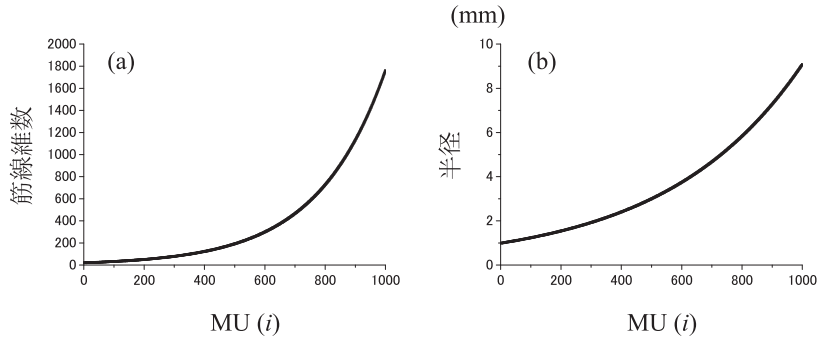


図2 シミュレーションに際して生成した1000個のMUの, (a) 単一MU内の筋線維数（神経支配比）と, (b) MUの筋横断面上での広がり半径. 活動参加順に示している.

2b).

$$f(t) = \frac{Pt}{T} \exp\left(1 - \frac{t}{T}\right) \quad (4)$$

## (2) MUの力学パラメータ

MUの単縮張力波形はインパルス応答とみなして, 次式のような二次系の臨界制動で表すことができる [17, 43].

$$f(t) = \alpha t \exp\left(-\frac{t}{T}\right) \quad (2)$$

ここで,  $T$ はピーク値に到達するまでの収縮時間,  $t$ は任意時間を表している.  $\alpha$ は張力のピーク値に関する定数で

$$\alpha = \frac{P \exp(1)}{T} \quad (3)$$

である [17, 43].  $P$ は単縮張力のピーク値であり, したがって (2) 式は

と表せる.

ここで, 上式の $P$ を決定するために次の三つを仮定した [43, 49]. ①最大MU張力は最小MU張力の100倍. ②発揮張力の小さいMUが多く, 発揮張力の大きいMUは少ない. ③MUの張力は活動参加閾値（参加順）に関係する. これら仮定をもとに,  $i$ 番目のMUが単縮で発揮する張力のピーク値 $P_i$ を,

$$P_i = \exp\left(\frac{\ln RP}{n_m} i\right) \quad (5)$$

とした (図3a).  $RP$ は上記①で仮定した発揮張力の比（最大/最小）で100である.

次に, (2) ~ (4) 式の $T$ を決定するために

次の三つを仮定した [43, 49]. ①収縮時間が最も長いMUは、最も短いものの2～5倍である. ②MUの収縮時間分布は短い方に偏っている. ③発揮張力の小さいMUの収縮時間は長短広範囲で、発揮張力の大きいMUは収縮時間が短い. したがって*i*番目のMUの収縮時間 $T_i$ は、

$$T_i = T_L \left( \frac{1}{P_i} \right)^{\frac{1}{\beta}} \quad (6)$$

と表せる (図3b). ここで、 $T_L$ は最も長い収縮時間で90.0,  $\beta$ は、

$$\beta = \log_{RT} RP \quad (7)$$

で、 $RT$ は収縮時間の比 (最大/最小) で3.0とした.

一方、MUの発揮張力には、発火頻度 $1/IPI$ に依存する非線形性がある [2] ( $IPI$ はMUの発火間隔interpulse interval). そして、刺激 (発火頻度) —張力関係は次のようなシグモイド関数で表すことができる [2, 7, 17] (図4a).

$$S\left(\frac{T_i}{IPI}\right) = 1 - \exp\left(-2\left(\frac{T_i}{IPI}\right)^3\right) \quad (8)$$

振幅ゲインはこれを規格化して、

$$g_{ik} = \frac{S\left(\frac{T_i}{IPI_k}\right)}{T_i / IPI_k} \quad (9)$$

と表すことができる (図4a).

したがって、MUのインパルス応答は (9)

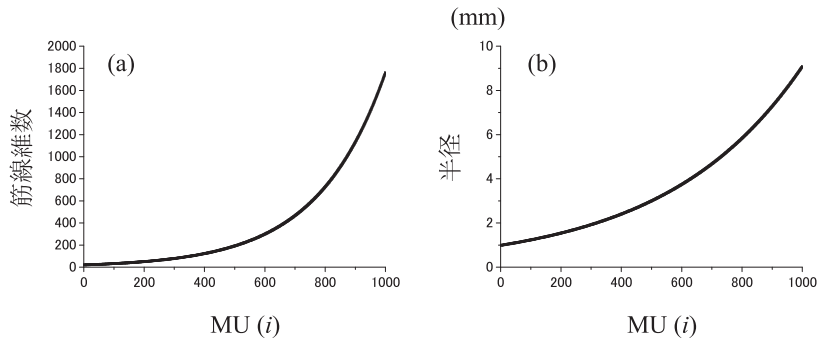


図3 シミュレーションに際して生成した1000個のMUの、(a) 単縮張力のピーク値と、(b) 単縮の収縮時間. 活動参加順に示している.

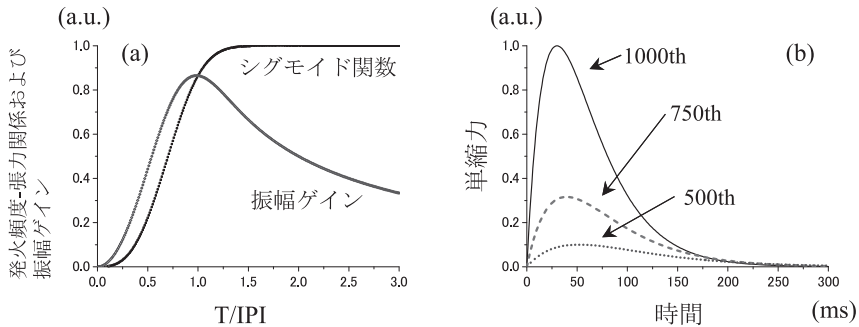


図4 (a) MUの収縮力学特性 (発火頻度-張力関係) を表すシグモイド関数と振幅ゲイン, および (b) 振幅ゲイン1.0における500番目, 750番目および1000番目のMUの単縮波形.  $T$ はピーク値に到達するまでの時間.  $IPI$ は発火間隔.

式と (2) 式より

$$f_{ik}(t) = g_{ik} \frac{P_i}{T_i} \exp\left(1 - \frac{t}{T_i}\right) \quad (10)$$

となる．図4bに， $T_i/PI_k$ が1.0のときのインパルス応答（MU単縮波形）を示す．

### (3) MUの生理学パラメータ

筋線維伝導速度は3～7 m/sの範囲とし， $i$ 番目に活動参加するMUの伝導速度 $CV_i$ を(11)式で表した（図5a）．

$$CV_i = \lambda \exp\left(\frac{\ln r_{cv}}{n_m} i\right) \quad (11)$$

ここで $\lambda$ は範囲の最小値3 m/s， $r_{cv}$ は範囲の最大値と最小値の比で2.333である．活動強度は，MUの神経支配比（1）式に比例するとした（図5b）．

### (4) 表面筋電位生成モデル

MUを構成する筋線維の電気活動は等価電流双極子を用いて近似し，皮膚境界において電流の流出がないことは映像法を用いて以下のよう

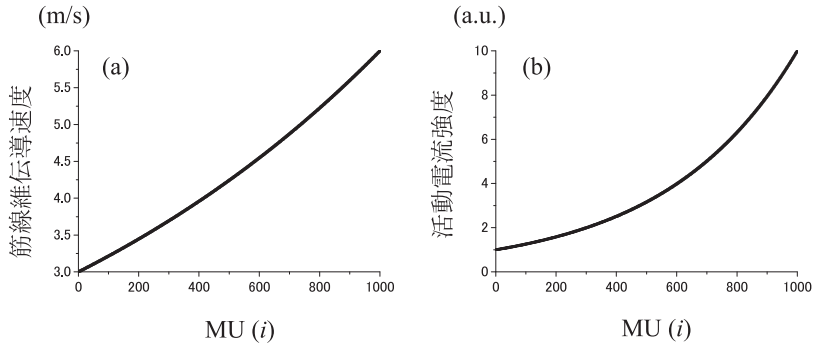


図5 シミュレーションに際して生成した1000個のMUに属する筋線維の，(a)筋線維伝導速度（MFCV）と (b) 電流強度．

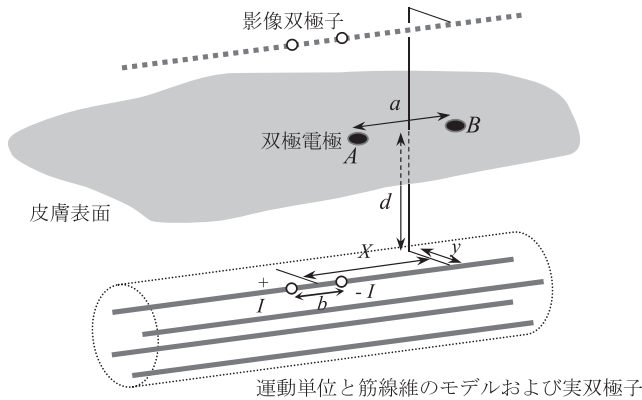


図6 映像法と双極子電流源による表面電位生成モデル．双極電極 $A, B$ の間隔は $a$ ，双極子電流源の強度は $I$ ，深さは $d$ ，筋周囲方向の距離は $Y$ ，筋線維方向の距離は $X$ ，双極子間距離は $b$ ．

に表した [37] (図6).

双極子の正負それぞれの電荷から電極A, B  
までの距離は,

$$\begin{aligned} A^+ &= \sqrt{\left(X - \frac{a}{2} + \frac{b}{2}\right)^2 + y^2 + d^2} \\ B^+ &= \sqrt{\left(X + \frac{a}{2} + \frac{b}{2}\right)^2 + y^2 + d^2} \\ A^- &= \sqrt{\left(X - \frac{a}{2} - \frac{b}{2}\right)^2 + y^2 + d^2} \\ B^- &= \sqrt{\left(X + \frac{a}{2} - \frac{b}{2}\right)^2 + y^2 + d^2} \end{aligned} \quad (12)$$

と表される。ただし  $X$  [m] は  $X = x_0 - vt$ ,  $x_0$  は  $x$  上の任意の点 (神経筋接合部の位置, つまり活動電位伝播開始点),  $v$  は伝導速度 [m/s],  $t$  は時間,  $a$  [m] は電極間隔,  $y$  [m] は筋周囲方向の距離,  $d$  [m] は電流源の深さである。すると, 無限空間中の双極電極で導出される電位  $\phi''$  は, 次式によって得られる。

$$\phi'' = \frac{I}{4\pi\sigma} \left[ \frac{1}{A^+} + \frac{1}{B^+} - \frac{1}{A^-} - \frac{1}{B^-} \right] \quad (13)$$

ここで,  $I$  [A] は双極子の電流値で,  $\sigma$  [ $\Omega m$ ]<sup>-1</sup> は媒質の導電率である。

次に, 境界の影響を含めるために (影像法),  $(x, y, d)$  に位置する実電流源と皮膚表面に対して対称な位置  $(x, y, -d)$  に影像電流源を仮定する。この影像電流により, 計算される電位は皮膚表面から電流が流出しないという境界条件を満足し, その結果, 表面電位は (13) 式を2倍することによって  $\phi'$  として表される。

$$\phi' = 2\phi'' = \frac{I}{2\pi\sigma} \left[ \frac{1}{A^+} + \frac{1}{B^+} - \frac{1}{A^-} - \frac{1}{B^-} \right] \quad (14)$$

さらに, 双極子の電流源間の距離が十分に小

さいと仮定して,  $b = 0$  のまわりで上式をテイラー展開し高次の項を無視すると, 最終的に表面電位は

$$\begin{aligned} \phi &= \lim_{b \rightarrow 0} \phi' \approx \frac{Ib}{2\pi\sigma} \left[ \left( \left( X + \frac{a}{2} \right)^2 + y^2 + d^2 \right)^{-\frac{3}{2}} \right. \\ &\quad \left. - \left( X + \frac{a}{2} \right) - \left( \left( X - \frac{a}{2} \right)^2 + y^2 + d^2 \right)^{-\frac{3}{2}} \left( X - \frac{a}{2} \right) \right] \end{aligned} \quad (15)$$

と表される。ここで,  $Ib$  [Am] は電流強度を表す双極子モーメントである。導電率は線維方向を  $\sigma_x = 0.5$ , それに垂直な断面方向を  $\sigma_r = 0.1$  とした [53, 54]。したがって, 導電率異方性を考慮することにより, 線維方向の座標  $X$  は

$$X' = \sqrt{5}X \quad (16)$$

というスケール変換を受ける [46]。

以上より, 皮膚表面上で双極電極により記録される任意のMUに属する  $j$  番目の単一筋線維の活動電位  $\phi_j$  は, 次式のように表される。

$$\begin{aligned} \phi_j &= \frac{I_j b}{2\pi\sigma} \left[ \left( \left( X_j + \frac{a}{2} \right)^2 + y_j^2 + d_j^2 \right)^{-\frac{3}{2}} \right. \\ &\quad \left. - \left( X_j + \frac{a}{2} \right) - \left( \left( X_j - \frac{a}{2} \right)^2 + y_j^2 + d_j^2 \right)^{-\frac{3}{2}} \left( X_j - \frac{a}{2} \right) \right] \end{aligned} \quad (17)$$

(17) 式で表される単一電流源 (筋線維) による電位  $\phi_j$  を用いると, 単一筋内において  $i$  番目に活動するMU (筋線維数  $n_j(i)$ ) の単一MU表面活動電位  $sSMUAP_i$  は,

$$sSMUAP_i = \sum_{j=1}^{n_j(i)} \phi_j \quad (18)$$

となる。そして,  $IPI$  にしたがう  $MUAP$  列, すなわち単一筋内において  $i$  番目に活動するMUによる表面MU活動電位列  $SMUAPT_i$  は,

$$SMUAPT_i(t) = \sum_{l=1}^n sSMUAP_i(t-t_l) \quad (19)$$

と表せる．ここで， $t_l$ は発火時間

$$t_l = \sum_{k=1}^l IPI_k \quad (20)$$

である．最終的に，多数（個数 $n_m$ ）のMUが活動すると，この $SMUAPT_i$ が時空間的に重畳して，表面筋電位 $SMEP$ ，

$$SMEP = \sum_{i=1}^{n_m} SMUAPT_i(t) \quad (21)$$

として観察される．

MUの発火間隔 $IPI$ はポアソン過程あるいは

正規過程とみなせるが [55]，ここではポアソン過程とし，指数分布を拡張したガンマ分布で近似した（図7）．

## 2. シミュレーション手順

### (1) 表面筋電位

上述のようにサイズの原理に則って用意した1000個のMUから，FタイプとSタイプを合わせて500個を抽出し，シミュレーションに用いた．この際，その比F:Sを0:500～500:0の範囲で，それぞれ10個間隔で変化させ，51通りの組み合わせをつくった（図8）．発火頻

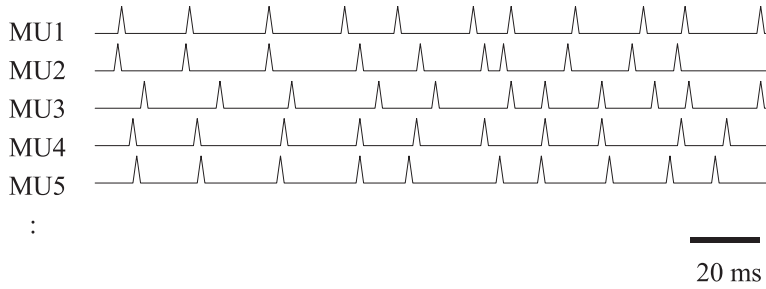


図7 MUの発火タイミングの例．発火間隔はポアソン過程にしたがっている．

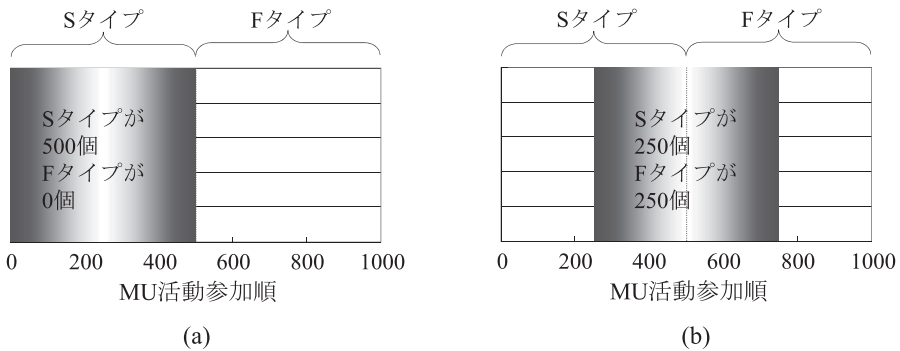


図8 用意した1000個のMUのうち，シミュレーションでは500個のMUを活動参加させた．(a)活動参加する500個のMUはすべてSタイプのパターン．(b)活動参加する500個のMUのうち，Sタイプ，Fタイプともに250個ずつのパターン．Sタイプ500個，Fタイプ0個からSタイプ0個，Fタイプ500個まで10個ずらしで51通りのパターンとした．



度はSタイプが30～70Hzの範囲、Fタイプが20～70Hzの範囲とした。そして、これらの発火頻度のうち「Sタイプ発火頻度 $\geq$ Fタイプ発火頻度」という条件を満たす20種類の組み合わせで計算した。また個々の同一条件内で、発火タイミング (*IPI*) を変えて10回繰り返した。1回のシミュレーション時間は約1秒間であった。

## (2) 表面筋電位変数

表面筋電位モデルを用いたシミュレーションにより得られた表面筋電位 *SMEP* から、以下の三つの表面筋電位変数を計算した。

表面筋電位振幅の代表値として、平均整流値 (Average rectified value; *ARV*),

$$ARV = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T |SMEP(t)| \quad (22)$$

を求めた。また、FFT法を用いて周波数スペクトル (Power spectrum density; *PSD*) を計算し、

$$\sum_{f=1}^{MDF} PSD(f) = \sum_{f=MDF}^{500} PSD(f) \quad (23)$$

となる中央周波数 (Median frequency; *MDF*) を求めた。

筋線維伝導速度 (Muscle fiber conduction velocity; *MFCV*) は、次のような手順で求めた。筋線維方向で隣り合う二つの電極で記録される *SMEP*<sub>1</sub> と *SMEP*<sub>2</sub> の間 (*P*<sub>1</sub> と *P*<sub>2</sub> の間) で相互相関関数、

$$C_{P_1 P_2}(\tau) = \frac{1}{1001} \sum_{t=-500}^{500} P_1(t) P_2(t+\tau) \quad (24)$$

を計算した後、相互相関係数、

$$R_{P_1 P_2}(\tau) = \frac{C_{P_1 P_2}(\tau)}{\sqrt{C_{P_1}(\tau) C_{P_2}(\tau)}} \quad (25)$$

が最大となる時間差  $\tau_{max}$  を時間遅れとした。ここで、*C*<sub>*P*<sub>1</sub></sub> と *C*<sub>*P*<sub>2</sub></sub> はそれぞれ筋電位 *SMEP*<sub>1</sub> と

*SMEP*<sub>2</sub> の時間差0での自己相関係数である。最終的に伝導速度は、伝播距離 (電極間距離) *D* [m] を時間遅れ  $\tau_{max}$  [s] で割って、

$$MFCV = \frac{D}{\tau_{max}} \quad (26)$$

求めた。

時間遅れは、相関関数を周波数領域で補間し [40]、時間精度を向上させたうえで求めた。

以上の式 (1) ～ (26) の計算はCでプログラミングし、Linux 上においてbash スクリプトを用いて、条件を変更しながらシミュレーションを反復した。シミュレーション回数 (パラメータの組み合わせ) は10200回 (通り) であった。

## 結果

### 1. シミュレーション波形例

図9に、%FTが0%、50%および100%、発火頻度がSタイプ40Hz、Fタイプ30Hzのときの筋電位シミュレーション波形の一例を示す。%FTの増大にともない振幅の増大が顕著であった。

### 2. 筋線維組成 (%FT) と筋張力、表面筋電位変数

図10に、Sタイプの発火頻度40Hz、Fタイプの発火頻度30Hzで%FTを変えてシミュレーションしたときの張力と、筋電位波形から求めたARV、MDFおよびMFCVを%FTの関数として示す。5種類の発火間隔による結果である。%FTが増加するにつれて、張力、ARVおよびMFCVは単調増加した。ARVとMFCVは同じ発火頻度でも発火間隔によって値が若干変動したが、張力は全く影響を受けなかった。MDFは%FTに一定の影響を受けず、40～80Hzの間で変動した。このような傾向は他

シミュレーションを通してみる筋線維組成と表面筋電位変数との関係

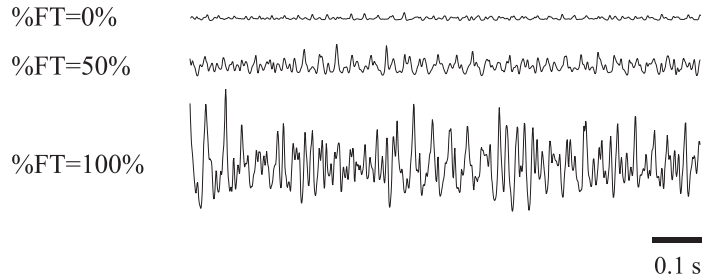


図9 発火頻度がSタイプ40Hz, Fタイプ30Hzとした場合の, %FTが0%, 50%および100%でシミュレーションしたときの波形例.

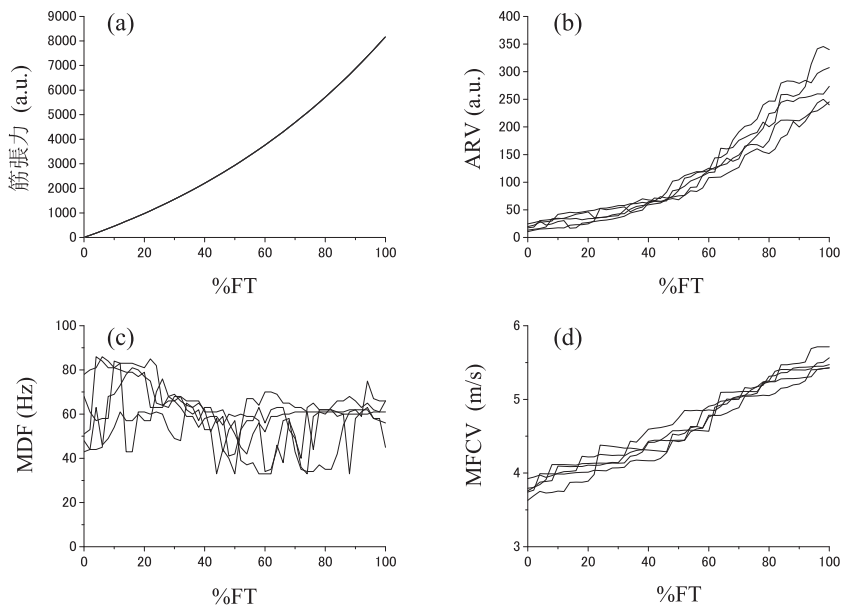


図10 %FTと張力, ARV, MDF, MFCVの関係. Sタイプの発火頻度40Hz, Fタイプの発火頻度30Hzの場合で, 5種類の発火間隔データを利用して表面筋電位をシミュレーションした結果.

のシミュレーション条件でも変わらなかった.

### 3. 筋線維分布と筋電位変数の関係に及ぼす電極との距離の影響

計測される筋電位波形は電極と活動電流源の間の距離の影響を強く受けるため, 電極からの距離に応じて筋線維分布を変えシミュレーションを行った. 図11に示すように, 電極からの距離40mmの範囲内で10mm毎に四つの領域

を設け, 領域毎に筋線維組成を設定した. シミュレーションのパターンは表1に示すように四つであった. Aは電極に最も近い領域の%FTが低く, それ以外の領域の%FTが高いパターン, Cはその逆で, 電極に近い領域の%FTが高く, それ以外の領域の%FTが低いパターン, Bは全体的に%FTが高く, Dはその逆で全体的に%FTが低いパターンであった. パターン毎の%FTの領域全体平均は, AからDの順に

76.0%, 76.0%, 22.9%および22.9%であった。  
それぞれのシミュレーション波形を図12に示す。  
パターン毎の筋電位シミュレーション波形

から筋電位変数求めた結果, ARVは%FTの領域平均が高いパターンAと領域1の%FTが高いパターンCが大きく, %FTの領域平均が低いパターンDで小さかった。MFCVは領域1の

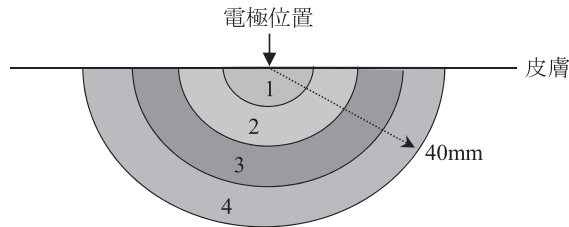


図11 電極から半径40 mmの領域を四つに分け, それぞれの領域で個別に筋線維組成(タイプ比率)を設定し, 四つのパターンを生成した。

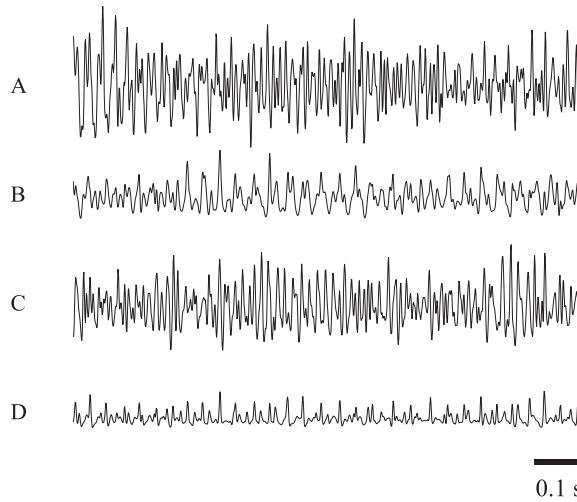


図12 四つの領域を表1で示すような4種類(A～D)の筋線維分布に設定したときのシミュレーション波形。

表1 筋線維分布を偏らせたパターン(A, C), 全体的に%FTが高いパターンおよび低いパターンDの%FTと筋電位パラメータの比較. 網掛けは%FTが高い領域. 発火頻度はSタイプ40Hz, Fタイプ30Hz.

パターン	%FT					筋電位パラメータ		
	領域1	領域2	領域3	領域4	平均	ARV	MDF	MFCV
A	14.2	98.4	100.0	100.0	76.0	148.2	90.0	3.86
B	80.0	80.0	74.5	69.8	76.0	68.3	42.0	4.43
C	80.0	3.5	0.0	0.0	22.9	116.4	77.0	4.13
D	24.3	22.1	24.0	21.5	22.9	33.8	81.0	3.99

%FTが高いパターンBとCにおいて大きかった。MDFはパターンAにおいて最も高く、パターンBにおいて筋線維組成の影響を受けなかった。MFCVは、%FTの傾向に一定の影響を受けなかった（表1）。

## 考察

本研究では、表面筋電位モデルを用いたシミュレーションの中で、モデルの解剖学的・生理学的パラメータを変更して得られる筋線維組成と表面筋電位変数（MFCV、MDFなど）との関係を検討した。

MDFは筋線維組成（%FT）との関係は認められず（図10c）、同様に、電極近傍の%FTに対しても、領域全体平均の%FTに対しても一定の関係は認められなかった（表1）。筋線維組成とMDFなどの筋電位周波数パラメータとの間には、その関係を認める報告があるものの[18, 33]、周波数パラメータは電極形状、電極間隔、電極位置や電極と筋線維走行の幾何学的関係といった計測条件の影響を敏感に受けるため[50, 52, 65]、安定した分析結果につながらない可能性がある。本研究では、そのような計測条件は無視できるため、今回の結果は単純に表面筋電位モデルにおける解剖学的・生理学的パラメータの影響であったといえる。同様に、筋疲労や筋張力といった生理学的状態との関連性という点で、MDFなどの周波数パラメータは精度に劣るという報告があることから[1, 4, 47, 62]、上記報告[18, 33]との整合性を明らかにするためにも、さらにモデルの解剖学的・生理学的条件を拡大して検討する必要がある。

一方、図10（d）に示すように、%FTとMFCVの間には概ね線形性が明らかとなり、

MFCVの値から相対的な%FTの大小関係を推定できる可能性は示された。これは、筋線維組成情報（%FT）とMFCVとの間に有意な相関（ $r=0.84$ ）があったというSadoyamaら[51]の報告を支持するものである。しかしながら、筋生検により得られる筋線維組成の情報は局所的なものであり、筋全体の特徴を代表しているとはいえない[10, 11, 24, 35]。そこで、MFCVはどの程度の範囲で筋線維組成の特徴を捉えることができるのか確かめるために、電極からの距離に応じて%FTを変えた四つの分布パターンを生成し、それぞれの表面筋電位シミュレーション波形からMFCVを求めた（図11、表1）。その結果、MFCVは電極に近い部分（パターンB、Cの領域1）の%FTの影響を強く受け、電極から離れた領域（たとえばパターンCとAの領域3）あるいは筋全体の平均的筋線維組成（パターンCは%FT=22.9%、パターンAは%FT=76.0%）を反映しないことが明らかとなった。これは、局所的な筋線維組成の結果と電極近傍のMFCVの間に相関があったとするSadoyamaら[51]の結果を支持するものであるが、一方で、筋全体の特徴を反映していない可能性があることも合わせて示す結果である。

しかしながら、筋線維組成推定を可能とする筋電位変数は、本研究の結果を含めて現状ではMFCVのみと考えられることから、その非侵襲性や簡便性を活かすためにも、推定される筋線維組成の有効範囲（領域の大きさ）を示すことが重要になる。そのためには、たとえば、タイプ別の運動単位分布、タイプ別活動参加の規則、発火間隔の統計分布などの解剖学的・生理学的パラメータの設定範囲を拡大してシミュレーションを行うことで、それらの妥当な範囲について検討を深めていくことが課題の一つと

いえる。

## 参考文献

- [1] Barandun, M., von Tscharnern, V., Meuli-Simmen, C., Bowen, V. and Valderrabano, V. (2009) Frequency and conduction velocity analysis of the abductor pollicis brevis muscle during early fatigue, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 19(1): 65-74.
- [2] Bawa, P. and Stein, R.B. (1976) Frequency response of human soleus muscle, *J. Neurophysiol.*, 39: 788-793.
- [3] Beck, R.B.J., O' Malley, M., van Dijk, J.P., Nolan, P. and Stegeman, D.F. (2004) The effects of bipolar electrode montage on conduction velocity estimation from the surface electromyogram, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 14: 505-514.
- [4] Beck, T.W., Ye, X. and Wages, N.P. (2015) Local muscle endurance is associated with fatigue-based changes in electromyographic spectral properties, but not with conduction velocity, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 25(3): 451-456.
- [5] Beretta-Piccoli, M., D' Antona, G., Barbero, M., Fisher, B., Dieli-Conwright, C.M., Clijnsen, R. and Cescon C. (2015) Evaluation of central and peripheral fatigue in the quadriceps using fractal dimension and conduction velocity in young females, *PLoS ONE*, 10(4): 1-15.
- [6] Bergström, J. (1962) Muscle electrolytes in man determined by neutron activation analysis on needle biopsy specimens, *Scand. J. Clin. Lab. Invest.*, 14, Suppl. 68: 1-110.
- [7] Bigland, B. and Lippold, O.C.J. (1954) Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle, *J. Physiol.*, 125: 322-335.
- [8] Bottinelli, R., Pellegrino, M.A., Canepari, M., Rossi, R. and Reggiani, C. (1999) Specific contributions of various muscle fibre types to human muscle performance: and in vitro study, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 9: 87-95.
- [9] Broos, S., Malisoux, L., Theisen, D. van Thienen, R., Ramaekers, M., Jamart, C., Deldicque, L., Thomis, M.A. and Francaux, M. (2016) Evidence for ACTN3 as a speed gene in isolated human muscle fibers, *PLoS ONE*, 11(3): 1-11.
- [10] Bullard, H.H. (1912) On the interstitial granules and fat droplets of striated muscle, *Am. J. Anat.*, 14(1): 1-46.
- [11] Clamann, H.P. (1970) Activity of single motor units during isometric tension, *Neurol.*, 20: 254-260.
- [12] Enoka, R.M. and Fuglevand, A.J. (2001) Motor unit physiology: some unresolved issues, *Muscle Nerve*, 24: 4-17.
- [13] Fang, J., Shahani, B.T. and Dhand, U.K. (1996) Measurement of muscle fiber conduction velocity by surface electromyography triggered averaging technique, *Muscle Nerve*, 19: 918-919.
- [14] Farina, D., Zagari, D., Gazzoni, M. and Merletti, R. (2004) Reproducibility of muscle-fiber conduction velocity estimates using multichannel surface EMG techniques, *Muscle Nerve*, 29: 282-291.
- [15] Farina, D., Ferguson, R.A., Macaluso, A. and De Vito, G. (2007a) Correlation of average muscle fiber conduction velocity measured during cycling exercise with myosin heavy chain composition, lactate threshold, and  $\dot{V}O_{2max}$ , *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 17, 393-400.
- [16] Farina, D. and Negro, F. (2007b) Estimation of muscle fiber conduction velocity with a spectral multidip approach, *IEEE Trans Biomed Eng.*, 54(9): 1583-1589.
- [17] Fuglevand, A.J., Winter, D.A. and Patla

- A.E. (1993) Models of recruitment and rate coding organization in motor units pools, *J. Neurophysiol.*, 70: 2470-2488.
- [18] Gerdle, B., Henriksson-Larsén, K., Lorentzon, R. and Wretling, M.L. (1991) Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type, *Acta Physiol Scand*, 142(4): 457-65.
- [19] Gillies, E.M., Putman, C.T. and Bell, G.J. (2006) The effect of varying the time of concentric and eccentric muscle actions during resistance training on skeletal muscle adaptations in woman, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 97: 443-453.
- [20] Gollnick, P.D., Armstrong, R.B., Saubert IV, C.W., Piehl, K. and Saltin, B. (1972) Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men, *J. Appl. Physiol.*, 33: 312-319.
- [21] Gonzalez-Izal, M., Cadore, E.L. and Izquierdo, M. (2014) Muscle conduction velocity, surface electromyography variables, and echo intensity during concentric and eccentric fatigue, *Muscle Nerve*, 49: 389-397.
- [22] Hesse, B., Fischer, M.S., Fröber, R. and Schilling, N. (2008) Muscle fibre type distribution in back muscles - A contribution to improve biomechanical models, *J. Biomech.*, 41(S1): S247.
- [23] 市川裕之, 佐藤正淑, 野澤麻里絵, 田所紗貴子, 小宮秀明 (2011) 多周波インピーダンス法による外側広筋の筋線維組成の推定, *臨床スポーツ医学*, 28(5) : 573-577.
- [24] Jennekens, F.G.I., Tomlinson, B.E. and Walton, N. (1971) Data on the distribution of fibre types in five human limb muscles- An autopsy study, *J. Neurol. Sci.*, 14: 245-257.
- [25] Johnson, M.A., Sideri, G., Weightman, D. and Appleton, D. (1973) A comparison of fibre size, fibre type constitution and spatial fibre type distribution in normal human muscle and in muscle from cases of spinal muscular atrophy and from other neuromuscular disorders, *J. Neurol. Sci.*, 20: 345-361.
- [26] 勝田 茂, 満園良一, 田淵健一, 野村武男 (1984) 大学女子競泳選手の筋線維組成, 筋毛細血管分布と呼吸循環系機能との関係, *筑波大学体育科学系紀要*, 7 : 179-186.
- [27] 勝田 茂, 宮田浩文, 麻場一徳, 土肥徳秀 (1986) ニードルバイオブシー法による各種スポーツ選手の筋線維組成および毛細血管分布について, *筑波大学体育科学系紀要*, 9 : 175-180.
- [28] 勝田 茂, 高松 薫, 田中 守, 小泉順子, 久野譜也, 田淵健一 (1989) 50m 走と 12 分間走の成績による外側広筋の筋線維組成の推定, *体育学研究*, 34(2) : 141-149.
- [29] Kazior, Z., Willis, S.J., Moberg, M., Apró, W., Calbet, J.A.L., Holmberg, H.-C. and Blomstrand, E. (2016) Endurance exercise enhances the effect of strength training on muscle fiber size and protein expression of Akt and mTOR, *PLoS ONE*, 11(2): 1-18.
- [30] Korhonen, M.T., Cristea, A., Alén, M., Häkkinen, K., Sipilä, S., Mero, A., Viitasalo, J.T., Larsson, L. and Suominen, H. (2006) Aging, muscle fiber type, and contractile function in sprint-trained athletes, *J. Appl. Physiol.*, 101: 906-917.
- [31] 久野譜也, 勝田 茂, 秋貞雅祥, 阿武 泉, 松本邦彦 (1988) 磁気共鳴影像法 (MRI) による筋線維組成の推定, *体力科学*, 37 : 376-382.
- [32] Kuno, S., Katsuta, S., Akisada, M., Anno, I. and Matsumoto, K. (1990) Effect of strength training on the relationship between magnetic resonance relaxation time and muscle fibre composition, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 61: 33-36.

- [33] Kupa, E.J., Roy, S.H., Kandarian, S.C. and De Luca, C.J. (1995) Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity, *J. Appl. Physiol.*, 79: 23-32.
- [34] Lange, F., van Weerden, T.W. and van der Hoeven, J.H. (2002) A new surface electromyography analysis method to determine spread of muscle fiber conduction velocities, *J. Appl. Physiol.*, 93: 759-764.
- [35] Lexell, J., Downham, D. and Sjöström, M. (1986) Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. Fibre type arrangement in m. vastus lateralis from three groups of healthy men between 15 and 83 years, *J. Neurol. Sci.*, 72: 211-222.
- [36] Linssen, W.H.J.P., Stegeman, D.F., Joosten, E.M.G., Binkhorst, R.A., Merks, M.J.H., Ter L.H.J. and Notermans, S.L.H. (1991) Fatigue in type I fiber predominance: A muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II muscle fibers, *Muscle Nerve*, 14: 829-837.
- [37] Lynn, P.A., Bettles, N.D., Hughes, A.D. and Johnson, S.W. (1978) Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 16: 651-660.
- [38] Mahon, M., Toman, A., Willan, P.L.T. and Bagnall, K.M. (1984) Variability of histochemical and morphometric data from needle biopsy specimens of human quadriceps femoris muscle, *J. Neurol. Sci.*, 63: 85-100.
- [39] Masuda, T. and De Luca, C.J. (1991) Recruitment threshold and muscle fiber conduction velocity of single motor units, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1: 116-123.
- [40] McGill, K.C. and Dorfman, L.J. (1984) High-resolution alignment of sampled waveforms, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-31: 462-468.
- [41] Mesin, L. (2015) Real time estimation of generation, extinction and flow of muscle fibre action potentials in high density surface EMG, *Comput. Biol. Med.*, 57: 8-19.
- [42] Methenitis, S., Karandreas, N., Spengos, K., Zaras, N., Stasinaki, A.-N. and Terzis, G. (2016) Muscle fiber conduction velocity, muscle fiber composition, and power performance, *Med. Sci. Sports Exer.*, 48(9): 1761-1771.
- [43] Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Yemm, R. (1973) Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions, *J. Physiol.*, 230: 371-390.
- [44] Nishihara, K., Futami, T., Hosoda, K. and Gomi, T. (2005) Validation of estimated muscle fiber conduction velocity with the normalized peak-averaging technique, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 15: 93-101.
- [45] Pereira, M.C.C., Rocha Jr. V., de Araújo, B.M., de Andrade, M.M., Schwartz, F.P., Martorelli, A., Celes, R. and Carmo, J. C. (2013) Relationship between ventilatory threshold and muscle fiber conduction velocity responses in trained cyclists, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 23(2): 448-454.
- [46] Plonsey, R. (1974) The active fiber in a volume conductor, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-21: 371-381.
- [47] Pozzo, M., Alkner, B., Norrbrand, L., Farina, D. and Tesch, P.A. (2006) Muscle-fiber conduction velocity during concentric and eccentric actions on a flywheel exercise device, *Muscle Nerve*, 34: 169-177.
- [48] Ravier, P., Farina, D. and Buttelli, O. (2015) Time-varying delay estimators for measuring muscle fiber conduction velocity from the surface electromyogram, *Biomed. Signal Proc. Cont.*, 22: 126-134.



- [49] Riek, S. and Bawa, P. (1992) Recruitment of motor units in human forearm extensors, *J. Neurophysiol.*, 68: 100-108.
- [50] Roy, S.H., De Luca, C.J. and Schneider, J. (1986) Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates, *J. Appl. Physiol.*, 61: 1510-1517.
- [51] Sadoyama, T., Masuda, T., Miyata, H. and Katsuta, S. (1988) Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 57(6): 767-771.
- [52] Saitou, K., Okada, M., Sadoyama, T. and Masuda, T. (1990) Effect on surface EMG waveforms of electrode location with respect to the neuromuscular junctions: Its significance in EMG-Muscle length relation, (In) *Electromyographical Kinesiology*, (Ed) Anderson PA, Hobart DJ and Danoff JV: 27-30.
- [53] Saitou, K. Masuda, T. and Okada, M. (1999) Depth and intensity of equivalent current dipoles estimated through an inverse analysis of surface electromyograms using the image method, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 37: 720-726.
- [54] 斎藤健治, 増田 正, 岡田守彦 (2006) 表面筋電位から推定する運動単位の構造, *バイオメカニズム* 18: 199-208.
- [55] 斎藤陽一 (1975) 筋電図データの計量解析, *神経進歩*, 19: 1172-1220.
- [56] 佐藤陽彦 (1986) ヒトの骨格筋における筋繊維型の変化, *人類学雑誌*, 94(1): 1-18.
- [57] Sbriccoli, P., Sacchetti, M., Felici, F., Gizzi, L., Lenti, M., Scotto, A. and Vito, G.D. (2009) Non-invasive assessment of muscle fiber conduction velocity during an incremental maximal cycling test, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 19(6): 380-386.
- [58] Schmalbruch, H. and Kamieniecka, Z. (1974) Fibre types in the human brachial biceps muscle, *Exp. Nuerol.*, 44: 313-328.
- [59] Schneider, J., Rau, G. and Silny, J. (1989) A noninvasive EMG technique for investigating the excitation propagation in single motor units, *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 29: 273-280.
- [60] Sinderby, C.A., Comtois, A.S., Thomson, R.G. and Grassino, A.E. (1996) Influence of the bipolar electrode transfer function on the electromyogram power spectrum, *Muscle Nerve*, 19: 290-301.
- [61] Stålberg, E. and Thiele, B. (1975) Motor unit fibre density in the extensor digitorum communis muscles- Single fibre electromyographic study in normal subjects at different ages, *J. Neurol. Neurosurg. Psych.*, 38: 874-880.
- [62] Stewart, D., Farina, D., Shen, C., Macaluso, A. (2011) Muscle fibre conduction velocity during a 30-s Wingate anaerobic test, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 21(3): 418-422.
- [63] Tokunaga, T. (2010) Muscle fiber conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during fatigue of the human masseter muscle, *J. Prosthodont. Res.* 33(3): 696-709.
- [64] Umberger, B.R., Gerritsen, K.G.M. and Martin, P.E. (2006) Muscle fiber type effects on energetically optimal cadences in cycling, *J. Biomech.*, 39: 1472-1479.
- [65] Zipp, P. (1978) Effect of electrode parameters on the bandwidth of the surface e.m.g. power-density spectrum, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 16: 537-541.



[Original Article]

# The Relationships between Muscle Fiber Composition and Surface EMG Variables Clarified through the Simulation of Surface EMG

Kenji Saitou<sup>1</sup>

## Abstract

In order to clarify how the surface EMG (sEMG) variables such as frequency parameters (MDF) and muscle fiber conduction velocity (MFCV) were related to muscle fiber composition (%FT), simulation by using sEMG model, which included anatomical and physiological parameters indicating below, was performed. In the sEMG model including two types, fast (F) and slow (S), of motor units (MUs), the total of those MUs was 500, and F type MUs were distributed partially in shallower region and S type MUs were distributed partially in deeper region of a muscle. Those MUs, which recruited in order according to 'size principle', had some parameters, such as innervation ratio, size of MU, MFCV, twitch tension, twitch time and current strength, decided on the basis of 'size principle'. The ratio of the number of recruiting MUs indicated in S: F was ranging from 500: 0 to 0: 500, and each number of recruiting MUs were changed in units of ten. The firing rates of S type and F type were ranging from 30 to 70Hz and from 20 to 70Hz, respectively, and these rates were changed in units of 10Hz. Ten kinds of Inter-pulse intervals within the same firing rate were generated by random number according to Poisson process. The simulation was performed consequently in 10,200 combinations while changing the parameters mentioned above. As the results, the relationship between MFCV and %FT was on the whole linear, but no correlation between MDF and %FT was found. Though the MFCV was the variable indicating the %FT of muscle, the %FT of the vicinity of the recording electrode influenced strongly the value of MFCV.

**Keywords:** muscle fiber conduction velocity, median frequency, average rectified value, dipole current source model

---

1 Faculty of Health and Sports, Nagoya Gakuin University